ليزرپزشكى؛ ١٣٩١، دورة ٩، شمارة ۴، صفحات:٢٩-٢٣.

# تخمین تغییرات دما در ساختار سهبُعدی پوست سهلایهٔ معادلهٔ انتقال گرمای زیستی پنس بر اثر تابش لیزر در سطح میکرو و نانو

سمانهٔ مطیعی ٔ سیدحجتاله مؤمنی ماسوله<sup>۲</sup> مجید حسن پورعز تی<sup>۳</sup>

<sup>ا</sup>کارشناس ارشد ریاضی، دانشکدهٔ علوم پایه، دانشگاه شاهد، تهران، ایران <sup>۱</sup>استادیار، گروه ریاضی، دانشکدهٔ علوم پایه، دانشگاه شاهد، تهران، ایران <sup>۱</sup>استادیار، گروه زیستشناسی، دانشکدهٔ علوم پایه، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

> نويسندة مسئول: مجيد حسن پورعزتي، تلفن: ۲۱۵۱۲۱۲۲۴۲ نشاني الکترونيک: hassanpour@Shahed.ac.ir

#### مقدمه

مبحث بیوترمومکانیک<sup>۱</sup> بهعنوان یک مبحث بین رشتهای مشتمل بر مجموعه مباحث انتقال گرمای زیستی<sup>۲</sup>، بررسی آسیبهای پوستی<sup>۲</sup>، بیومکانیک<sup>†</sup> و فیزیولوژی توسط دانشمندی بهنام Xu در سال ۲۰۰۸ تعریف شد. او مدعی شد که درک پدیدههایی چون انتقال گرما و ترمومکانیک مرتبط با آن در بافت پوست برای پژوهشگران پزشکی دارای اهمیت کاربردی فراوانی است. بخصوص که رفتار غیر فوریهای برای هدایت گرما در اجسام دارای ساختار غیرهمگن<sup>۵</sup> چون بافتهای بیولوژیکی به طور تجربی مشاهده و

چکیدہ

مقدمه: یکی از کاربردهای امروزی لیزر در پزشکی افزایش دمای پوست با هدف درمانی است. شبیه سازی عددی روش مناسبی را برای تخمین تغییرات دما در سه لایهٔ مختلف پوست فراهم می کند که امکان اندازه گیری مستقیم این تغییرات دما توسط دستگاه های موجود در شرایط میکرو و نانو ممکن نیست.

روش بررسی: مدل پوست سهلایهای در سه بعد بهعنوان محیط بررسی، تابش پرتوی لیزر بهعنوان منبع تولید حرارت و یک رگ مرکزی بهعنوان عامل اثرگذار بر دمای عمقی ترین لایهٔ پوست درنظر گرفته شدند. اطلاعات مربوط به پوست واقعی و شکل تعدیل شدهای از معادلهٔ انتقال گرمای زیستی پنس برای بهدست آوردن تخمینی از تغییرات دمای لایه های مختلف پوست در شرایط میکرو مورد استفاده واقع شدند. علاوه بر این از مدل اختلاف فاز دوگان برای انجام محاسبات مشابه در سطح نانو استفاده شد.

یافتهها: براساس این مدل، دما در لایههای مختلف پوست از سطح تا عمق با شیب متفاوتی در هر لایه در شرایط میکرو و نانو کاهش مییابد. همچنین دما در سطح پوست با دور شدن از مرکز تابش لیزر روند کاهشی دارد. چرخش کانون لیزر در محیط یک دایره در سطح پوست سبب شد تا در هر دو شرایط محاسباتی (میکرو و نانو) دمای بافت پوست در هر نقطه مرحله به مرحله شروع به افزایش کند. شیب تغییرات دما در لایهٔ حاوی رگ خونی نسبت به دو لایهٔ فوقانی از شیب ملایمتری برخوردار بود.

**نتیجهگیری:** میزان تغییرات دما در لایههای مختلف پوست از لایهای به لایهٔ دیگر در شرایط میکرو و نانو با هم متفاوت است و حضور رگ خونی در لایهٔ تحتانی پوست تا حدود زیادی از شدت دمای لیزر در این لایه میکاهد.

**واژههای کلیدی**: لیزر، پوست، میزان هدایت گرمایی، معادلهٔ انتقال گرمای زیستی پنس

گزارش شده است[۱]. نماد رفتار غیر فوریه که بهطور تجربی در بافتهای بیولوژیک با ساختار درونی غیرهمگن مشاهده شده است در حقیقت، بروز نوسانات دمایی<sup>5</sup> در دمای آنها بههنگام اعمال گرما به این ساختارها است[۴–۲]. ضمن اینکه معادلهٔ هدایت سوختگیها و جراحی با لیزر مورد استفاده واقع شده و کارآیی آن به اثبات رسیده است. مدلهای ریاضی مختلفی نیز تاکنون برای تحلیل انتقال گرمای زیستی در بافت پوستی مطرح و بررسی شدهاند[۵].

پوست انسان یک بافت سهلایهٔ غیرهمگن است که خواص گرمایی و فیزیکی هریک از لایههای آن شامل اپیدرم<sup>۷</sup>، درم<sup>^</sup> و

23

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Biothermomechanics

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Bioheat transfer

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup> Burn damage

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup> Biomechanics

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup> Nonhomogeneous

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup> Temperature oscillation

<sup>&</sup>lt;sup>7</sup> Epidermis

<sup>&</sup>lt;sup>8</sup> Dermis

هیپودرم ۲ با یکدیگر تفاوت دارند [۶]. گرچه برای راحتی محاسبات در برخی از مدلسازیها این ساختار را یکلایه و همگن فرض کردهاند[۷]، در عمل ساختار سه لایه و غیرهمگن آن نمونهٔ خوبی برای بررسی آثار لیزر برروی بسترهای غیرهمگن فراهم میآورد. درعمل، تنظیم شدت تابش منبع لیزر به ناحیهای از بافت پوست باید به گونهای صورت گیرد که همزمان با ایجاد حرارت مطلوب در آن ناحیه سبب ایجاد کمترین آسیب در نواحی سالم مجاور آن شود. لذا، تعیین شدت منبع مولد پرتوی لیزر براساس میزان حرارتی است که در هریک از سه لایهٔ مختلف پوست تولید می کند و کنترل شدت و بهینهسازی آن حائز اهمیت زیادی است. توزيع دما بر اثر تابش ليزر به بافت را مى توان توسط معادلة انتقال گرمای زیستی پنس<sup>۱۰</sup> توصیف نمود. دمای هر نقطه از بافت در این معادله به دو متغیر فاصلهٔ فضایی از منبع و زمان بستگی دارد[٨]. کارآیی این معادله در شرایط میکروسکوپیک توزیع دما در بافتهای مختلف به غیر از پوست توسط دانشمندی بهنام Eberhart به اثبات رسیده است[۹]. ضمن اینکه این معادله پیشازاین برای بررسی اثر دما در ایجاد سوختگی در مدل پوست یکلایه بدون درنظر گرفتن اثر جریان خون مورد استفاده واقع شده است[٧]. اما، یک نکتهٔ قابل توجه جهت پیش بینی دقیق میزان و نحوهٔ توزیع حرارت در لایههای مختلف بافت پوستی توسط لیزر، تأثیر جریان خون بر میزان گرمای ایجاد شده در لایههای عمقی این بافت است. در حقیقت، جریان خون سبب انتقال گرما از بافت به بیرون می شود و مهم ترین عامل غیر یکنواخت کنندهٔ توزیع حرارت در این بافت است. نقش فیزیولوژیک اصلی جریان خون در بافت پوست نیز تنظیم دمای بدن است. جریان خون پوستی ثابت نمی باشد و بسته به تغییر شرایط دمای داخل یا خارج بدن، افزایش و کاهش مییابد و بهاین وسیله درجهٔ حرارت کل بدن را در یک محدودهٔ فیزیولوژیک ثابت نگه میدارد. در این مقاله به کمک مدل سازی ریاضی، تغییرات دمایی یوست سهلایه نسبت به مرکز تابش لیزر در شرایط میکرو و نانو در هریک از لایههای پوستی مورد بررسی واقع شده است. ضمن اینکه با درنظر گرفتن یک رگ خونی مرکزی فرضی با جریان خون ثابت در مدل پوستی، اثر جریان خون بر تغییرات دمای لایههای عمقی پوست نیز تخمین زده شده است.

## روش بررسی

در این پژوهش ابتدا مدل انتقال گرمای زیستی پنس با افزودن یکجمله به معادلهٔ انتقال گرمای قدیمی مدلسازی شد. معادلهٔ گرمای زیستی پنس بهشکل زیر است:

 $\rho C \frac{\partial T_t}{\partial t} = K_t \nabla^2 T_t + q_{blood} + q_m.$ 

در این معادله qm معرف گرمای حاصل شده از سوختوساز در بافت و polood معرف اثر جریان خون بر توزیع حرارت موضعی بافت است. وجود ارتباط منطقی بین مبانی نظری و تئوری، سادگی در استعمال و همچنین قابلیت اصلاح نتایج با ایجاد تغییر در پارامترهای وابسته به جریان خون از جمله مزیتهای این مدل است. طی سالهای اخیر در اندازه گیریهای حرارتی انجام شده در رزیستور برقی، سرعت جریان خون به عنوان پارامتر آزاد و تنظیم پذیر در مبانی نظری منظور گردیده است[۱۷]. این ام موجب ایجاد ارتباط منطقی بین مبانی نظری و نتایج آزمایشگاهی و درنتیجه افزایش اعتبار معادلهٔ پنس شده است.

مدل پوست در این پژوهش، مدل استوانهای متشکل از سهلایهٔ پوست و یک رگ در لایهٔ عمقی و در ناحیهٔ مرکزی این استوانهٔ پوستی است. درادامه، به تقریب مشتقات در این ساختار استوانهای اقدام شد. شایان ذکر است که روشهای پیشین دارای دقتی تا مرتبهٔ دوم بودند حال آن که روش بهکار گرفتهشده در این تحقیق دارای دقتی حداقل از مرتبهٔ چهار میباشد. در این تحقیق برپایهٔ روش فیدبک برای بهینهسازی شدت لیزر، چندین نقطه در سطح پوست بهعنوان نقاط کنترلی درنظر گرفته شدند.

بهدلیل اینکه علاوه بر مسئلهٔ بعد در هر فضای ناهمگن همچون پوست مدل انتقال گرما با مدل اختلاف فاز دوگان<sup>۱۱</sup>قابل بررسی است[۱۰]، در این پژوهش با کوچک کردن شعاع (۲) و ناهمگن بودن فضا در راستای عمق (Z) در مدل پوست، استفاده از مدل اختلاف فاز دوگان در تمامی ابعاد امکان پذیر است. توزیع حرارت در بافت براساس معادلهٔ انتقال گرمای زیستی پنس در شرایط سه بعدی با استفاده از مدل استوانهای مدل سازی شد سپس با درنظر گرفتن شدت معینی برای منبع پرتوی لیزر در هر لحظه در سطح بافت، نقاطی در محیط استوانهٔ پوستی با فاصلهٔ مشخص از کانون استوانه برای تابش لیزر انتخاب و اثر حرکت پرتوی لیزر بر میزان تغییرات درجه حرارت در این نقاط محاسبه گردید.

<sup>&</sup>lt;sup>11</sup> Dual Phase Lag (DPL)

<sup>&</sup>lt;sup>9</sup> Hypodermis

<sup>&</sup>lt;sup>10</sup> Pennes' bioheat transfer equation

در هرلحظه علاوهبر تعیین میزان نمو درجه حرارت در مدل پوست سهلایهای، شدت منبع براساس میزان تغییرات درجه حرارت در نقاط کنترلی تعیین شد. الگوریتم پیاده سازی شده در این پژوهش قابلیت آن را داشت که نقطهٔ تابش را ثابت یا دارای چرخش بین مجموعهٔ نقاط مشخصی در نظر بگیرد و براین اساس محاسبات را انجام دهد.

معادلهٔ انتقال گرمای زیستی پنس در ساختار  

$$C_{\rm B}\nu F \frac{d(\Theta_{\rm b})}{dz} \xrightarrow{\sigma} \alpha P(\Theta_{\rm w}^{\rm l} - \Theta_{\rm b}^{\rm l}) \stackrel{l}{=} V_{\rm b}^{\rm sh} \int_{0}^{1} (r, \varphi, z) (r, \varphi, z)$$
  
 $\Gamma_{\rm B}\nu F \frac{d(\Theta_{\rm b})}{dz} \xrightarrow{\sigma} \alpha P(\Theta_{\rm w}^{\rm l} - \Theta_{\rm b}^{\rm l}) \stackrel{l}{=} 0, \quad (r, \varphi, z)$   
 $\rho_{\rm l}C_{\rm l} \frac{\partial \theta_{\rm l}}{\partial t} + W_{\rm b}^{\rm l}C_{\rm b}^{\rm l}(\theta_{\rm l} - \theta_{\rm b})$   
 $- K_{\rm l} \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial \theta_{\rm l}}{\partial r}\right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \theta_{\rm l}}{\partial \varphi^2} + \frac{\partial^2 \theta_{\rm l}}{\partial z^2}\right] = Q_{\rm r}^{\rm l},$   
 $= (1)$ 

که در آن  $[\theta_1$  میزان تغییرات درجهحرارت ناشی از گرمای لیزر در بافت،  $G_1$ ،  $\rho_1$  و  $G_1$ ، بهترتیب چگالی، ظرفیت گرمایی ویژه و قابلیت هدایت گرمایی بافت میباشند؛  $C_b^l$  ظرفیت گرمایی ویژه خون،  $W_b^l$  سرعت جریان خون و  $Q_r^l$  گرمای حجمی حاصل از منبع میباشند. مقدار  $Q_r^l$  در هر لایه برابر است با:  $Q_r^1$  $= \alpha_1 e^{-\alpha_1 z} \frac{1}{\sqrt{2\sigma^2}} e^{-[r \cos \varphi - x_0 (t)]^2 - [r \sin \varphi - y_0(t)]^2 / 2\sigma^2} P_0(1)$ 

$$\sqrt{2\pi\sigma}$$
  
Ref f<sub>1</sub>),

$$\begin{split} & \mathbb{Q}_{r}^{2} \\ & = \alpha_{2} e^{-\alpha_{1} L_{1} - \alpha_{2} z} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-[r\cos\varphi - x_{0}(t)]^{2} - \frac{[r\sin\varphi - y_{0}(t)]^{2}}{2\sigma^{2}}} \\ & \sum_{i=0}^{5} \left[\theta_{pre}^{i} - u_{cal}^{i}\right]^{2}, \\ & \mathbb{Q}_{r}^{3} \\ & \epsilon \alpha_{3} e^{-\alpha_{1} L_{1} - \alpha_{2} L_{2} - \alpha_{3} z} \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-[r\cos\varphi - x_{0}(t)]^{2} - \frac{[r\sin\varphi - y_{0}(t)]^{2}}{2\sigma^{2}}} \\ & \mathbb{Q}_{0}(1 - \operatorname{Ref} f_{3}). \end{split}$$

،  $\alpha_1$  در این روابط  $\sigma$  انحراف معیار پرتوهای لیزر توزیع شده، Ref  $f_3$  و Ref  $f_2$  ،Ref  $f_1$  و  $\alpha_3$   $\alpha_3$   $\alpha_2$ 

میزان بازتاب پرتوهای لیزر و  $L_1$  ،  $L_2$  و  $L_3$  عمق لایهٔ اول، دوم و سوم میباشند.

لازم به ذکر است با توجه به منظور نمودن رگ در لایهٔ سوم، برای دو لایهٔ اول جملهٔ  $\theta_b$  از معادلهٔ ۱ حذف می گردد. ( $(x_0(t), y_0(t))$  نقطه ای است که پرتوهای لیزر بر آن متمرکز شده است. این نقطه با گذشت زمان می تواند تغییر کند.  $P_0$  در روابط بالا نشانگر شدت لیزر می باشد. دستگاه حاصل از ترکیب معادلهٔ ۱ و معادلهٔ انتقال حرارت در رگ:

و اعمال شرایط مرزی و اولیه بهمنظور یافتن تغییرات درجهحرارت در فضای مورد بحث حل شد. لازم به ذکر است در معادلهٔ اخیر  $C_B$  ظرفیت گرمایی خون، V سرعت جریان خون، Fمساحت جانبی رگ و  $\mathbf{\Omega}$  و  $\mathbf{q}$  بهترتیب ضریب هدایت گرمایی بین خون و بافت و محیط رگ میباشند. بهعلاوه  $\theta_w$  میزان تغییرات درجهحرارت دیوارهٔ رگ است.

#### روش کار

در این تحقیق با درنظر گرفتن یک فضای استوانهای به شعاع ۸/۰سانتیمتر و با استفاده از اعداد ارائهشده در جدول ۱ میزان مطلوب تغییر درجهحرارت ۵ نقطه شامل یک نقطه واقع بر محور استوانه و ۴ نقطه واقع بر مرز بهعنوان نقاط هدف از پیش تعیین شدند. سپس در هر لحظه با محاسبهٔ تغییرات درجهحرارت در کل مدل و ازجمله ۵ نقطهٔ مذکور، شدت لیزر با مینیممسازی تفاضل تغییرات درجهحرارت محاسبهشده  $(u_{cal}^{i})$  در نقاط هدف و تغییرات مطلوب در این نقاط  $(\theta_{pre}^{i})$  بهروزرسانی شدند<sup>۱۲</sup>. این روند تا زمانی ادامه یافت که مجموع مربعات این تفاضلات

گردد.

~ 2

<sup>&</sup>lt;sup>۱</sup> استفاده از اندیس pre برگرفته از واژهٔ prespecified و بهدلیل از پیش تعیین شدن این مقادیر است.

| پارامتر                                       | مقدار  | پارامتر             | مقدار  |
|---|--------|---------------------|--------|
| $C_1(J/g \ ^{\circ}\mathrm{C})$               | ٣/۶    | $\alpha_1(cm^{-1})$ | ۱/۸    |
| $C_2(J/g \ ^{\circ}\mathrm{C})$               | ٣/۶    | $\alpha_2(cm^{-1})$ | ۱/۸    |
| $C_3(J/g \ ^{\circ}\mathrm{C})$               | ۳/۰۶   | $\alpha_3(cm^{-1})$ | ۱/۸    |
| $C_b^1(J/g \ ^\circ \mathrm{C})$              | •      | $\rho_1(g/cm^3)$    | ١/٢    |
| $C_b^2(J/g \ ^{\circ}\mathrm{C})$             | ۴/۲    | $\rho_2(g/cm^3)$    | ١/٢    |
| $C_b^3(J/g ^{\circ}\mathrm{C})$               | ۴/۲    | $\rho_3(g/cm^3)$    | ۱/۰    |
| $W_b^1(g/cm^3)$                               | •      | Ref $f_1$           | •/1    |
| $W_b^2(g/cm^3)$                               | •/•••۵ | Ref $f_2$           | •/1    |
| $W_b^3$ (g/cm <sup>3</sup> )                  | •/•••۵ | Ref $f_3$           | ٠/١    |
| $R_b(\mathrm{cm})$                            | •/•٣۴  | $Bi = \alpha/k_3$   | ۹۵/۲۳  |
| $C_B(J/\mathrm{cm}^3  ^{\circ}\mathrm{C})$    | 4/184  | v( <i>m</i> /s)     | •/•٨   |
| $\alpha(W/\mathrm{cm}^2  ^{\circ}\mathrm{C})$ | ۰/۲    | σ(cm)               | ٠/١    |
| $k_1(W/\mathrm{cm}^2^{\circ}\mathrm{C})$      | •/••79 | $\Delta t(s)$       | •/•• ١ |
| $k_2(W/\mathrm{cm}^2  ^\circ\mathrm{C})$      | •/••۵۲ |                     |        |
| $k_3(W/\mathrm{cm}^2 ^{\circ}\mathrm{C})$     | •/••٣١ |                     |        |

جدول ۱: مقادیر هر یک از پارامترها در ساختار پوست سهلایه[۵]

باتوجه به طولانی بودن محاسبات، علاقهمندان به اطلاعات بیشتر دربارهٔ جزئیات محاسبات صورتگرفته میتوانند با نویسندهٔ مسئول مکاتبه کنند.

### يافتهها

با حل معادلات بهدست آمده از مدل اصلی پنس براساس اطلاعات مندرج در جدول ۱ مشخص شد که دمای پوست در ناحیهٔ مرکزی تابش از سطح تا عمق یک سانتیمتری از پوست در هر لايه با شيب خاص خود كاهش پيدا ميكند. بهعلاوه ورود یرتوهای لیزر از یکلایه به لایهٔ دیگر با توجه به تغییر محیط با شکستگی همراه است. تغییرات حرارتی در راستای شعاعی نیز هرچه از مرکز مدل استوانهای دور میشویم روندی کاهشی با شدت بیشتری را نشان میدهد و شکل کاهش دما تا شعاع ۳۵/۲ سانتیمتر از مرکز تابش با درنظر گرفتن تقارن دایرهای برای آن هذلولی است. همچنین براساس این معادله افزایش دما در واحد مشخصی از زمان در یک نقطه با فاصلهٔ معین از مرکز تابش نیز روندی هذلولی نشان میدهد. تکرار محاسبات با درنظر گرفتن مدل در ابعاد زیر میکرو نشان داد که تغییرات دما از سطح به عمق و بهصورت شعاعی روندی مشابه با حالت میکرو دارند ولی روند تغییرات دما در لایههای مختلف پوست با شرایط میکرو متفاوت است. زمانی که مرکز تابش لیزر در کانونهای تعیینشده در سطح پوست شروع به چرخش می کند، تغییرات دمایی حالت پلکانی از خود نشان میدهد.

حال اگر مرکز تابش پرتوی لیزر را ثابت فرض کنیم و براساس مدل (در ابعاد میکرو و نانو) به محاسبهٔ تغییرات دما در نقاط واقع بر محور استوانهٔ پوستی از سطح تا عمق پوست (شکل ۱) یا بهصورت شعاعی و در سطح پوست و در اطراف مرکز تابش لیزر بپردازیم (شکل ۲)، یک تغییرات خطی در دما در ساختار پوست مشاهده می کنیم.



شکل ۱: تغییرات درجهحرارت پس از گذشت ۴۱۰ ثانیه، براساس مدل در شرایط میکرو برای کلیهٔ نقاط واقعبر محور استوانه از سطح تا عمق



شکل ۲: تغییرات درجهحرارت پس از گذشت ۴۱۰ ثانیه برای نقاط واقعبر سطح پوست در شرایط میکرو

حال با درنظر گرفتن مدل اختلاف فاز دوگان و حل این مدل، تغییرات دما از سطح به عمق (شکل ۳) و در راستای شعاعی (شکل ۴)، وضعیتی متفاوت از شرایط میکرو را نشان میدهند.



شکل ۳: تغییرات درجهحرارت پس از گذشت ۱ ثانیه، براساس مدل در شرایط نانو برای کلیهٔ نقاط واقعبر محور استوانه از سطح تا عمق

لازم به ذکر است علت کوچکی ارقام، زمان اندک اجرای برنامه (۱ثانیه)می باشد.



شکل ۴: تغییرات درجهحرارت پس از گذشت ۱ ثانیه برای نقاط واقعبر سطح پوست در شرایط نانو

حال کانون تابش لیزر در سطح پوست شروع به چرخش در نقاط مختلف می کند و در هر دو حالت میکرو و نانو به محاسبهٔ توزیع دما در مدل پوست می پردازیم. شکل ۵و۶ به ترتیب تغییرات دما برای نقطهٔ مرکزی واقعبر سطح پوست را در شرایط میکرو و نانو نشان می دهد. رفتار پلکانی مشاهده شده به دلیل چرخش نقطهٔ پر توافشانی می باشد. طبق شکل در جه حرارت نقطهٔ مذکور در لحظه ای که نقطهٔ مرکزی به عنوان نقطهٔ پر توافشانی واقع شود، روندی صعودی خواهد داشت.



شکل ۵: تغییرات درجهحرارت در نقطهٔ مرکزی در طول مدت یک ثانیه در شرایط میکرو و چرخش کانون لیزر بین نقاط ۵گانه



شکل ۶: تغییرات درجهحرارت در نقطهٔ مرکزی در کسری از ثانیه در شرایط نانو و چرخش کانون لیزر بین نقاط ۵گانه

### نتيجهگيرى

نتایج محاسبات حاصل از این مدلسازی برای تغییرات دمای بافت در جهت سطح به عمق بافت روندی کاهشی نشان میدهد که این کاهش در شرایط واقعی نیز رخ میدهد و شبیهسازی انجامشده نیز این روند منطبق با واقعیت را دارا است. این کاهش در دمای بافتی با دور شدن از کانون تابش گرمای لیزر در حالت واقعی بهدلیل عواملی چون انتقال گرما، جذب و بازتابش انرژی پرتوی لیزر رخ میدهد. در شرایطی که کانون لیزر ثابت و در مرکز استوانهٔ پوستی درنظر گرفتهشد، یافتههای ما شباهت بسیاری را به نتایج ارائهشده برای توزیع اکسیژن در بافت پوستی توسط دانشمندی بهنام Ji و همکاران نشان میدهد[۱۱]. اما در شرایط به چرخش درآمدن کانون لیزر نتایج حاصل از این پژوهش با نتایج پژوهشگری بهنام Deng حاصل از مدلسازی انتقال حرارت در پوست به کمک یک مولد حرارتی شباهت زیادی را نشان میدهد و تغییرات دما در لایههای پوستی، شکلی پلکانی از خود نشان میدهد[۱۲]. محاسبات ما نشان میدهند که میزان توزیع و افت دما در سه لایهٔ مختلف پوست با عبور از لایهای به لایهٔ دیگر در شرایط میکرو دچار شکست می شود و در هر لایه دارای شیبی متفاوت است و در دو لایهٔ اول شیب تغییرات دما شدیدتر از لایهٔ عمقی پوست است. در عمیق ترین لایهٔ پوست به دلیل حضور رگ خونی و تأثیر جریان خون بر توزیع دما بهنظر میرسد که تغییرات دمای بافتی در مقایسه با لایههای دیگر دارای شیب کمتری شده است.

دانشمندی بهنام Abuarra و همکاران آسیبهای بافتی ناشی از پرتوی لیزر دیاکسیدکربن با طول موج ۱۰/۶ میکرومتر را برروی پوست موش رت نژاد آلبینو مورد مطالعه قرار داد [۱۳]. در حقیقت، نتایج این پژوهش تجربی که برروی پوست واقعی یک موجود زنده انجام شده است، بهطور غیر مستقیم یافتههای پژوهشی ما را که از طریق مدلسازی ریاضی برروی مدل پوست انجام شدهاست، تأیید میکند. این دانشمند با استفاده از کمترین شدت پرتوی لیزر برای ایجاد کمترین آسیب بافتی نشان داد که آسیبهای وارده بر پوست بر اثر تابش پرتوی لیزر به پوست با مییابد. گرچه این دانشمند در پژوهش خود بهصورت مستقیم به بررسی توزیع گرما در بافت پوست نیرداخته است ولی بهجای شدت گرما در لایههای مختلف بافت پوستی میزان آسیبهای بافتی را که با شدت گرمای تولیدشده در بافت رابطهٔ مستقیم دارد، اندازه گرفته است. مدلسازیهای عددی قبلی در ارتباط با

توزیع گرما در لایههای مختلف پوست در شرایط دوبُعدی پوست نیز یافتههای ما را تأیید می کند و شباهت زیادی به یافتههای ما نشان می دهند [۱۴]. شیب تغییرات دما در لایههای مختلف پوستی محاسبه شده در مدل ما همچنین شباهت زیادی به یافتههای دانشمندی به نام مهمچنین شباهت زیادی به یافتههای دانشمندی به نام مهم داغ به سطح پوست، مدل سازی توزیع گرمای زیستی پنس را در پوست به انجام رسانده اند و نیز تأثیر رگ خونی را در لایههای زیرین پوستی درنظر گرفته اند [1۵].

همچنین حل معادلهٔ پنس برای مولد گرمایی که بهصورت سینوسی جریان گرمایی را به پوست اعمال می کند، نشان داد که بافت پوستی امکان ارائهٔ تغییرات مرحلهبهمرحله در دمایش را مشابه با آنچه ما در محاسبات خود در شرایط نانو مشاهده کردیم دارا است [18].

 Xu F, Seffen KA, Lu TJ. Non-Fourier analysis of skin biothermomechanics, J. Heat and Mass Transfer 2008; 51: 2237–59.

References

بەعنوان جمعبندى كلى مىتوان گفت كە معادلة تعديل شدة

پنس می تواند با دقت زیاد برای تخمین زدن دما در شرایطی چون میکرو و نانو که اندازهگیری مستقیم دمای بافت مورد نظر

امکان پذیر نیست، مورد استفاده واقع شود. همچنین برخی از

وقایع که در شرایط تجربی رخ میدهند نیز در نتایج حاصل از این محاسبات مشاهده میشوند که این امر نیز دال بر انطباق بسیار

خوب این روش با واقعیت است. یافتههای ما برای شرایط نانو

این کار حاصل پایاننامهٔ کارشناسیارشد خانم سمانهٔ مطیعی به

راهنمایی آقای دکتر سید حجتاله مؤمنیماسوله و مشاورهٔ آقای دکتر مجید حسنپورعزتی در دانشگاه میباشد. نویسندگان از

نظرها و پیشنهادهای سازنده و دقیق داوران ناشناس صمیمانه

بديع مي باشد و مشابه قبلي ندارند.

تشکر و قدردانی

تشكر مى نمايند.

- 2. Richardson AW, Imig CG, Feucht BL, Hines HM. Relationship between deep tissue temperature and blood flow during electromagnetic irradiation, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1950; 31: 19–25.
- 3. Roemer RB, Oleson JR, Cetas TC. Oscillatory temperature response to constant power applied to canine muscle, Am. J. Physiology 1985; 249: R153–R158.
- 4. Mitra K, Kumar S, Vedavarz A, Moallemi MK. Experimental evidence of hyperbolic heat conduction in processed meat, ASME J. Heat Transfer 1995; 117: 568–73.
- Zhang L, Dai W, Nassar R. A numerical method for obtaining an optimal temperature distribution in a 3-D triple-layered cylindrical skin structure embedded with a blood vessel, J. Numerical Heat Transfer, Part A 2006; 49(8): 765-84.
- 6. Ng EYK, Chua LT. Mesh independent prediction of skin burns injury, J. Med Eng tech 2000; 24: 255-61.

- Jiang SC, Ma N, Li HJ, Zhang XX. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries, Burns 2002; 28: 713–7.
- 8. Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, J. Applied Physiology 1948; 18: 93-122.
- 9. Eberhart RC, Shitzer A, Hernandez EJ. Thermal dilution methods: Estimation of tissue blood flow and metabolism, Annals of the New York Academy of Sciences 1980; 335: 107-32.
- 10.Moradi A, Ahmadikia H. Numerical study of the solidification process in biological tissue with blood flow and metabolism effects by the dual phase lag model, J. Engineering in Medicine 2012; 6:406-16.
- 11. Ji Y, Liu J. Vasculature based model for characterizing the oxygen transport in skin tissues – analogy to the Weinbaum-Jiji bioheat equation, J. Heat and Mass Transfer 2004; 40: 627–37.
- 12.Deng ZS, Liu J. Analytical study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological

bodies, ASME J. Biomechanical Engineering 2002; 124: 638-49.

- Abuarra A, Abuarra B, Abur BS, Singh GKC, AlSadi Z, Mahmood TLR, Omar K, MatJafri MZ. The effects of different laser doses on skin, J. Physical Sciences 2012; 7: 400 –7.
- 14.Arya D, Saxena VP. Temperature variation in skin and subcutaneous layers under different environmental condition- a two dimensional study, Indian J. Pure and Applied Mathematics 1986; 17: 84-99.
- 15.Gowrishankar TR, Stewart DA, Martin GT, Weaver JC. Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion, BioMedical Engineering OnLine 2004; 3: 42.

- 16.Shih TC, Yuan P, Lin WL, Kou HS. Analytical analysis of the Pennes' bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface, Medical Engineering and Physics 2007; 29: 946–53.
- 17. AndersonRR, Parrish JA. Selective photother molysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation, Science 1983; 220: 524–7.
- 18.Smith GD. Numerical solution of partial differential equation, Clarendon Press. Oxford, Third Edition 1986; 245-8.
- 19.Dai W, Yu H, Nassar, R. A fourth-order compact finite-difference scheme for solving a 1-D Pennes' bioheat transfer equation in a triple-layered skin structure, J. Numerical Heat Transfer, Part B 2004; 46(5): 447-61.